Aus der Frauenklinik der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr.med. K.-H. Wulf

COMPUTERANALYSE NEONATALER UND FETALER HERZFREQUENZMUSTER BEI VERSCHIEDENEN VERHALTENSZUSTÄNDEN

Inaugural-Dissertation
verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Sabine Sonnabend
aus Jülich

Würzburg, den 12. Mai 1980

Aus der Frauenklinik der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr.med. K.-H. Wulf

COMPUTERANALYSE NEONATALER UND FETALER HERZFREQUENZMUSTER BEI VERSCHIEDENEN VERHALTENSZUSTÄNDEN

Inaugural-Dissertation
verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Sabine Sonnabend
aus Jülich

Würzburg, den 12. Mai 1980

Referent:	Professor Dr.med. H.D. Junge
Korreferent:	Professor Dr.med. K.-H. Wulf
Dekan:	Professor Dr.med. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 15. Juli 1980

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Würzburg

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. EINLEITUNG	1
2. MATERIAL UND METHODEN	5
2.1. PATIENTENAUSWAHL	5
2.1.1. Feten	5
2.1.2. Neugeborene	6
2.2. METHODE DER REGISTRIERUNG	6
2.2.1. Feten	6
2.2.2. Neugeborene	7
2.3. METHODE DER AUSWERTUNG	8
3. BEOBACHTUNGEN	12
3.1. BASALE HERZFREQUENZ	13
3.2. AMPLITUDE UND FREQUENZ DER MAKROFLUKTUATION	18
4. DISKUSSION	40
5. ZUSAMMENFASSUNG	46
LITERATURVERZEICHNIS	I - VI

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543519_0096

1. EINLEITUNG

Die Schwangerenvorsorge gehört zu den wesentlichen Aufgaben der Geburtshilfe. Ihr Ziel ist es, ein fetales oder maternales Risiko rechtzeitig zu erkennen und therapeutisch anzugehen.

Die perinatale Überwachung erfaßt Patientinnen in der Spätschwangerschaft, am oder über dem errechneten Geburtstermin und unter der Geburt. Hier ist es wichtig, die Suffizienz der Plazenta und damit die Versorgung des Feten mit Sauerstoff zu kontrollieren. Intrauterine Hypoxie und Azidose sind perinatal die häufigsten unmittelbaren Todesursachen (MARTIUS).

Zum Routineprogramm der perinatalen Überwachung gehören Wachstumskontrollen durch Ultraschallbilder, die Kontrolle der endokrinen Funktion der Plazenta durch Hormonanalysen und die Registrierung von Kardiotokogrammen (CTGs) zur Erkennung akuter oder subakuter Hypoxien.

Die Kardiotokographie hat heute für die rechtzeitige Erkennung fetaler Notsituationen die größte Bedeutung. Dabei wird die fetale Herzfrequenz aus der Schlag-zu-Schlag-Dauer zweier aufeinanderfolgender Herzaktionen ermittelt und für jede Herzaktion hochgerechnet als "Schläge pro Minute" graphisch registriert. Gleichzeitig wird die Uterusmotilität durch einen auf Druckänderung ansprechenden Tokometerknopf registriert. Dadurch wird ermöglicht, das Verhalten der fetalen Herzfrequenz bei Belastung durch eine Wehe zu beobachten.

Als Triggersignal für die Herzfrequenzregistrierung kann das akustische Signal (Phonokardiographie), die durch Ultraschall zu registrierende Herzbewegung (Ultrasonokardiographie) oder ein elektrisches Potential aus dem abdominalen fetalen EKG (FEKG) benutzt werden. Alle drei Methoden sind

nicht invasiv und belasten weder die Patientin noch den Feten.

Beim FEKG dient der Kammerkomplex als Trigger. Die R-Zacke ist ein genau definiertes Signal. Sie ermöglicht die exakte zeitliche Festlegung der Herzaktion. Bei der Phonokardiographie und der Ultrasonokardiographie sind die Triggersignale (Schall und Grenzflächenbewegung) weniger exakt definiert, so daß mit einer größeren Ungenauigkeit bei der Herzfrequenzregistrierung gerechnet werden muß. Außerdem kann die Qualität des Signals durch Bewegungen der Patientin oder des Feten so beeinträchtigt werden, daß die Registrierung unterbrochen wird. Die externe Elektrokardiographie ist dagegen weniger störanfällig.

Die Höhe des fetalen R-Zackenpotentials hängt von dem zwischen Fet und Elektrode liegenden Medium ab; Vernix caseosa und Fruchtwasser sind schlechte elektrische Leiter und können die abdominale fetale EKG-Registrierung unmöglich machen. Dies schränkt die Anwendungsmöglichkeiten ein.

Das Herzfrequenzmuster ermöglicht Rückschlüsse auf den Zustand des Feten.

Zur rechtzeitigen Erkennung einer respiratorischen Plazentainsuffizienz ist in der klinischen Routine perinatal eine 30-minütige kardiotokographische Überwachung bei ambulanten Patientinnen in 2 - 3-tägigen Abständen, bei stationären 2 - 3 mal täglich üblich.

Beurteilt werden beim CTG die basale Herzfrequenz, ihre Schwankungen (Makrofluktuation) und Deviationen (Akzelerationen = kurzzeitige Frequenzanstiege und Dezelerationen = kurzzeitige Frequenzabfälle). Die basale Herzfrequenz ist definiert als der Mittelwert der Herzfrequenz, die zwischen Akzelerationen und Dezelerationen vorliegt, ihre Schwankungen werden durch die Parameter Amplitude und Frequenz der Makrofluktuation erfaßt.

Dezelerationen haben je nach ihrem zeitlichen Zusammenhang zur Wehe unterschiedliche prognostische Bedeutung. Ungünstig ist das Auftreten später Dezelerationen, bei denen die fetale Herzfrequenz nach Einsetzen der Wehe abfällt und erst nach Kontraktionsende zum basalen Frequenzniveau zurückkehrt. Sie sind als Zeichen fetalen Sauerstoffmangels zu werten. Dagegen entstehen frühe Dezelerationen - synchron mit einer Wehe auftretende Herzfrequenzabfälle - durch einen Vagusreflex infolge Kompression des kindlichen Kopfes und variable Dezelerationen - zeitlich inkonstant zur Wehe auftretende Frequenzabfälle - durch Nabelschnurkompression und haben keine ungünstige Prognose.

Akzelerationen im Zusammenhang mit Kindsbewegungen, Wehen oder Reizen durch innere Untersuchung sind ein Zeichen für die Leistungsfähigkeit des kardiovaskulären Systems des Feten.

Ebenso spricht es für fetales Wohlbefinden, wenn das CTG-Muster keine Einengung der Makrofluktuationsamplitude aufweist (9).

CTG-Muster wurden bisher in erster Linie im Hinblick auf ihren Zusammenhang mit pathologischen Zuständen untersucht (17,25,33). Fetale Hypoxie und Azidose gehen häufig mit einer Verringerung der Makrofluktuationsamplitude und einem Verlust von reaktiven Akzelerationen einher (silentes Muster nach HAMMACHER). Ein solches Muster kann aber auch entstehen, wenn die Schwangere mit Sedativa therapiert wird (8,9). Ein im zyklischen Wechsel auftretender zentralnervöser Ruhezustand des Feten wird als weitere mögliche Ursache postuliert.

Zyklisches Schlafverhalten ist eine vom Zentralnervensystem gesteuerte Leistung, die das ganze Vegetativum betrifft. Atemfrequenz und -tiefe, Herz- und auch Muskelaktionen unterliegen im Schlaf rhythmischen Wechseln. Nach den gleich-

falls im zyklischen Wechsel auftretenden Augenbewegungen unterscheidet man REM- (rapid eye movement) und NREM- (no rapid eye movement) Schlaf.

Diese Schlafzustände wurden bei Erwachsenen (KLEITMAN, ALDREDGE), Neugeborenen (DeHAAN, HEINZ, HÜTT, PRECHTL), "small-for-date-babies" (WATANABE), Frühgeborenen (PARMELEE) und Tierfeten (DALTON, RUCKEBUSCH) in polygraphischen Studien analysiert.

Da der menschliche Fet nicht direkt beobachtet werden kann, ist auch der Nachweis eines spontanen zyklischen Wechsels der zentralnervösen Koordination nur indirekt möglich.

Für Neugeborene ist die Beziehung zwischen Herzfrequenz und Verhaltenszustand bekannt (2,5,7,11).

Anhand einer visuellen Vergleichsanalyse von verhaltenszustandstypischen neonatalen und formal gleichen fetalen Herzfrequenzmustern konnte im Rahmen dieser Untersuchung der Einfluß der zentralnervösen Koordination auf das antepartale Kardiotachogramm nachgewiesen werden (14).

In der vorliegenden Arbeit wird die Vergleichbarkeit der Herzfrequenzmuster unter Anwendung einer Computer-Analyse bestätigt.

2. MATERIAL UND METHODEN

16 Neugeborene und 18 Feten wurden 8 Stunden lang beobachtet, Herzfrequenz und Motorik - bei den Neugeborenen zusätzlich die Atmung - wurden registriert.

2.1. PATIENTENAUSWAHL

2.1.1. Feten

Die Schwangeren wurden aus den zur stationären Überwachung in die Universitäts-Frauenklinik Würzburg eingewiesenen Patientinnen ausgewählt. Geeignet waren nur solche Patientinnen, bei denen sich das fetale abdominale EKG störungsfrei ableiten ließ. Außerdem mußte die Patientin kooperativ sein, um 8 Stunden lang aufmerksam die Bewegungen ihres Kindes zu beobachten.

6 Patientinnen hatten eine leichte Schwangerschaftstoxikose, waren aber zum Zeitpunkt der Langzeitregistrierung durch die vorangegangene Therapie mit Bettruhe und Diuretika symptomfrei. Eine Patientin war wegen Verdachts auf Cervixinsuffizienz, eine wegen einer Sectio caesarea in der Anamnese und 9 wegen Terminüberschreitung (davon eine mit einer Gestose) in stationärer Überwachung, bei 2 Patientinnen war ein Anencephalus diagnostiziert worden (Tab. 1).

Die Fälle 14 und 15 (Anencephali) werden in vorliegender Untersuchung nicht beachtet.

Die 16 Feten hatten zum Zeitpunkt der Registrierung ein Gestationsalter von 37. - 42. Woche p.m.. Alle wurden lebend 1 - 21 Tage nach der Registrierung geboren.

TABELLE 1

FALL NR	GRUPPE	INITIALEN	ALTER	PARA	SCHWANGERSCHAFTS-KOMPLIKATIONEN/ANAMNESE	MEDIKAMENTE	CONTROL MIN/MAX	PLAZENTA-INSUFFIZIENZ (DOPPLER)	NORMS	♂♀	GEWICHT/ LÄNGE	APGAR	NABEL-ARTERIEN-BLUT pHa	NABEL-ARTERIEN-BLUT BEa	PLAZENTA-GEWICHT	ZEITPUNKT DER REGISTRIERUNG (TAGE NACH GEBURT)	TAGE VOR DER GEBURT	ZEITPUNKT DER REGISTRIERUNG (TAGE VOR GEBURT)	BYPASS-BILLIRUBINWERTE (%ALB)
001	B	J.M.	25	I	ÜBERTRAGUNG	./.	8.7- 9.0	42/4	EP	♂	4000/54	8/10/10	./.		./.	42/4	<1	5	
002	A	R.W.	24	II	VERDACHT AUF LEBVIL-INSUFFIZIENZ	./.	6.1-19.6	42/4	EP	♂	3050/49	9/10/10	7.12/-20.7		510	39/4	21	7	
003	A	M.B.	25	II	FORADIOL-GABE BEI GRÖTIO	./.	./.	41/4	C.S.	♀	3830/52	9/10/10	7.23/- 9.5		./.	41/3	1	13	
004	A	B.V.	19	I	ÜBERTRAGUNG	./.	./.	41/4	EP	♀	3980/47	9/10/10	./.		./.	41/3	1	5	2-4
005	A	S.M.	23	II	ÜBERTRAGUNG	./.	28.3	41/5	EP	♀	3970/51	8/ 9/10	7.34/- 9.1		755	41/4	1	7	
006	A	S.B.	26	I	ÜBERTRAGUNG	./.	./.	41/4	EP	♂	3080/48	9/10/10	7.28/- 9.2		650	41/2	2	5	
007	A	V.L.	31	II	LEICHTE ES-GESTOSE	DIURETIKA	5.2-18.7	42/2	EP	♀	3450/48	8/ 9/10	7.33/-10.4		580	41/4	5	5	3-4
008	A	G.E.	19	I	LEICHTE ES-GESTOSE	DIURETIKA	10.3-16.1	41/1	VE	♀	3380/48	8/ 9/10	7.36/-10.2		./.	39/4	9	4	3-5 LICHTTHERAPIE
009	B	M.ST.	34	I	ÜBERTRAGUNG	./.	13.0-17.1	42/2	C.S.	♀	3400/49	9/10/10	7.11/-16.4		600	41/7	2	5	
010	B	M.M.	29	II	ÜBERTRAGUNG	./.	15.5	42/1	EP	♀	3040/47	9/10/10	7.26/-10.9		540	41/7	1	5	
011	A	B.W.	28	II	LEICHTE ES-GESTOSE	DIURETIKA	11.7-23.8	40/7	EP	♀	3950/52	9/10/10	7.22/- 6.3		./.	38/2	19	6	
012	B	B.T.	22	I	ÜBERTRAGUNG	./.	10.1-15.2	42/5	VE	♂	3680/53	9/10/10	7.25/- 9.0		550	42/3	2	5	3
013	A	B.G.	23	I	LEICHTE ES-GESTOSE	DIURETIKA	7.5-19.5	40/5	EP	♀	3900/53	9/10/10	7.26/-10.7		650	38/3	9	5	
014	C	I.ST.	27	I	ANENCEPHALIE	./.	./.	39/2	EP		2380/44		./.		400	36/2	./.	./.	
015	C	L.G.	25	II	ANENCEPHALIE	./.	./.	23/6	EP		420/27		./.		./.	23/1	./.	./.	
016	B	E.B.	27	I	LEICHTE ES-GESTOSE, ÜBERTRAGUNG	./.	./.	42/4	C.S.	♂	3810/51	3/10/10	7.08/-14.0		490	42/1	3	6	2-4
017	A	B.O.	24	I	LEICHTE ES-GESTOSE	./.	11.2-21.8	38/5	EP	♀	2840/48	10/10/10	7.30/- 8.6		500	37/6	8	5	
018	B	B.G	23	I	ÜBERTRAGUNG	./.	8.5-22.5	42/6	VE	♀	3730/52	9/10/10	7.35/- 5.2		570	42/4	1	7	

Tabelle 1

2.1.2. Neugeborene

Das Vergleichskollektiv der Neugeborenen bestand nur aus Kindern, die schon in ihrer Fetalperiode beobachtet wurden. Die Registrierung erfolgte 4 - 13 Tage post partum. Durch das Mindestalter von 4 Tagen wurden Einflüsse durch die Geburt, wie Medikamentenwirkungen ausgeschlossen, und es hatte sich eine kardiovaskuläre Homoiostase eingestellt.

2.2. METHODE DER REGISTRIERUNG

2.2.1. Feten

Die Dauer der Herzfrequenzregistrierung und die anschließende Auswertung durch einen Computer stellten so hohe An-

sprüche an die Qualität und Kontinuität des Signals, daß als Methode der Wahl für die Registrierung der fetalen Herzfrequenz nur die abdominale FEKG-Registrierung in Frage kam. Dabei ist mit der größten zeitlichen Genauigkeit des Triggersignals und der geringsten Artefaktwahrscheinlichkeit zu rechnen.

Die Herzfrequenz wurde durch den Kardiotokographen 8021 A von HEWLETT PACKARD registriert; die Papiergeschwindigkeit betrug dabei immer 1 cm/min.

Die motorische Aktivität des Feten wurde durch die subjektiven Angaben der Patientin erfaßt. Diese bediente bei jeder verspürten Kindsbewegung einen Signalknopf.

Alle Signale wurden zusammen mit einem Zeitcode auf Magnetband (AMPEX PR 2200) gespeichert.

Während der Dauer der Registrierung lag die Patientin im Bett - in beliebiger Lage. Sie wurde ständig beobachtet. Etwa nach der Hälfte der Zeit wurde im allgemeinen eine Mahlzeit eingenommen, die Registrierung aber nicht unterbrochen.

2.2.2. Neugeborene

Die Neugeborenen lagen während der Untersuchung im Inkubator bei einer relativen Luftfeuchtigkeit von 55 % und einer Temperatur von 32°C in einem halb verdunkelten Raum. Die Kinder waren nur leicht gewickelt.

Ihre Herzfrequenz wurde mittels EKG über 3 Brustwandelektroden durch das HP Gerät 8021 A registriert, 2 weitere Elektroden dienten zur Aufzeichnung der Atmung durch Impedanzpneumographie.

Alle Signale wurden wie bei den Feten auf Analogband gespeichert.

Ein Beobachter protokollierte den Verhaltenszustand und die motorische Aktivität.

Die Neugeborenen erhielten während der Untersuchung ihre Mahlzeiten im gewohnten Rhythmus. Die Registrierung wurde dabei nicht unterbrochen.

2.3. METHODE DER AUSWERTUNG

PRECHTL et al. (27) haben für Neugeborene verschiedene Schlaf- und Wachzustände definiert. Diese Definitionen wurden den Auswertungen zugrunde gelegt:

Zustand 1 (= State 1): Augen geschlossen, keine Augenbewegungen, regelmäßige Atmung, keine Bewegungen außer Startles (krampfartige, kurze, den ganzen Körper erfassende Streckbewegung) = NREM-Schlaf

Zustand 2 (= State 2): Augen geschlossen, Augenbewegungen unter den geschlossenen Augenlidern, unregelmäßige Atmung, leichte muskuläre Zuckungen, keine groben Bewegungen = REM-Schlaf

Zustand 2/4 (= State 2/4): wie 2, jedoch grobe Extremitäten- und Körperbewegungen

Zustand 3 (= State 3): Augen geöffnet, keine groben Bewegungen = ruhiges Wachsein

Zustand 4 (= State 4): Augen geöffnet, Extremitäten- und Körperbewegungen = unruhiges Wachsein

Zustand 5 (= State 5): Schreien mit heftigen Extremitäten- und Körperbewegungen

Die in diesen Definitionen enthaltenen Kriterien wurden in der Versuchsreihe für die Neugeborenen durch den Beobachter und die Registrierung erfaßt.

PRECHTL hat in seiner Studie Parameter wie EEG, EOG, EMG und EKG registriert. Davon wurde in dieser Untersuchung

lediglich das EKG zur Herzfrequenzbestimmung registriert, weitere Daten hätten den Vergleich mit fetalen Verhaltenszuständen nicht erleichtert, da sich die beim Feten zu erhaltenen Signale auf das externe EKG zur Herzfrequenzregistrierung beschränken.

Zunächst wurden die Kardiotokogramme der Neugeborenen visuell ausgewertet, das heißt, die Herzfrequenzmuster wurden den einzelnen Verhaltenszuständen nach PRECHTL zugeordnet. Dabei wurden sowohl die Beobachtungsprotokolle, als auch die auf Magnetband gespeicherten Daten berücksichtigt. Letztere konnten simultan reproduziert werden, zur Übersicht mit starker Zeitraffung und zur detaillierten Darstellung der Zusammenhänge mit großer Papiergeschwindigkeit.

Bei der Auswertung ließ sich erkennen, daß jeder Verhaltenszustand des Neugeborenen ein charakteristisches Herzfrequenzmuster hat. Die gleichen Muster zeigten sich auch beim Feten im periodischen Wechsel.

Dann wurde die mittlere Dauer der einzelnen Zustände, sowohl für die Feten als auch für die Neugeborenen, bestimmt.

Ein REM- und ein NREM-Schlafzustand werden zusammen als Schlafzyklus bezeichnet, wenn jeder der einzelnen Zustände mindestens 3 Minuten dauert (31).

Aus jeweils 64 Schlafzyklen wurde für die Neugeborenen eine mittlere Dauer von 61,9 Minuten, für die Feten von 76,6 Minuten errechnet. Die Neugeborenen verbrachten im Mittel etwas weniger als ein Drittel dieser Zeit im NREM-Schlaf, die Feten ungefähr ein Viertel (Tab. 2).

Zur weiteren Auswertung wurde die Herzfrequenz digitisiert, d.h. die auf Magnetband gespeicherten Signale der Herzfrequenz wurden durch ein Computerprogramm ausgewertet. Bei dem verwendeten Rechner handelte es sich um einen HEWLETT PACKARD Model 9830 A Minicomputer.

DAUER DES SCHLAFZYKLUS
UND
VERTEILUNG VON NREM-SCHLAF UND REM-SCHLAF INNERHALB DES SCHLAFZYKLUS
BEI NEUGEBORENEN UND FETEN

	MITTLERE DAUER SCHLAFZYKLUS	MITTLERE DAUER NREM-SCHLAF	MITTLERE DAUER REM-SCHLAF
NEUGEBORENE N = 64 ZYKLEN	61,9 ± 30,2 MIN	18,5 ± 7,5 MIN (29,8 %)	43,2 ± 29,2 MIN (69,9 %)
FETEN N = 64 ZYKLEN	76,6 ± 21,7 MIN	20,4 ± 7,0 MIN (26,6 %)	56,6 ± 20,3 MIN (73,7 %)

Tabelle 2

Für einen vorgegebenen Zeitraum, in diesem Fall jeweils eine Minute, errechnete das Programm die Werte für das basale Herzfrequenzniveau sowie für Amplitude und Frequenz der Makrofluktuation. Das basale Herzfrequenzniveau ist definiert als die mittlere Herzfrequenz, die zwischen Akzelerationen und Dezelerationen vorliegt (6). Die Amplitude der Makrofluktuation ist die mittlere Amplitude der Schwingung um den gedachten Nullpunkt auf dem Niveau der basalen Herzfrequenz, bezogen auf einen bestimmten Zeitraum. Die Frequenz der Makrofluktuation ist die Anzahl der Schwingungen von einem Schwingungsmaximum zum nächsten, ebenfalls bezogen auf eine definierte Zeiteinheit. Herzfrequenzsprünge von mehr als 15 Spm (Schläge pro Minute) wurden vom Programm als Artefakt eliminiert, ebenso Minutenwerte, die mehr als 25 % Artefakt enthielten (14).

Für die Histogramme von A m p l i t u d e und F r e q u e n z der Makrofluktuation wurden zunächst - um die Zahl der Daten zu reduzieren - von jedem Fall 2 bzw. 3 Schlafzyklen nach einem Zufallsverfahren ausgewählt und nach Schlafzu-

stand getrennt die Verteilungen erstellt. Da definitionsgemäß Akzelerationen und Dezelerationen nicht zur basalen Herzfrequenz und ihrer Makrofluktuation gehören, wurden dann für weitere Histogramme die Minutenwerte, die Akzelerationen oder Teile von diesen enthielten, eliminiert. Diese Histogramme enthalten die verbleibenden Werte aller Schlafzyklen.

In der Literatur ist beschrieben, daß die absolute Höhe der basalen Herzfrequenz während der Schwangerschaft mit dem Gestationsalter fällt (12,36), postpartal kurzzeitig ansteigt und dann stetig abfällt. Da das Gestationsalter der Feten in dieser Untersuchung nicht einheitlich war, konnte keine Aussage zur absoluten Höhe der basalen Herzfrequenz gemacht werden, sondern es wurde die relative Häufigkeitsverteilung der basalen Herzfrequenz zwischen REM- und NREM-Schlaf an 2 bzw. 3 für jeden Fall nach einem Zufallsverfahren ausgewählten Schlafzyklen dargestellt.

Die zyklischen Wechsel der motorischen Aktivität werden an anderer Stelle besprochen.

3. B E O B A C H T U N G E N

Es wurden bei den Neugeborenen visuell 3 Herzfrequenzmuster unterschieden:

1) regelmäßige Herzfrequenz, niedrige Makrofluktuationsamplitude, gelegentlich reaktive Akzelerationen nach Startles.

Dieses Muster ließ sich eindeutig dem nach PRECHTL mit Hilfe des Beobachtungsprotokolls und der Atemregistrierung bestimmten Schlafzustand 1, dem NREM-Schlaf, zuordnen.

2) unregelmäßige Herzfrequenz, mittlere Makrofluktuationsamplitude bei gegenüber dem oben beschriebenen regelmäßigen Muster leicht erniedrigter Makrofluktuationsfrequenz; durch Motorik oder unregelmäßige Atmung induzierte Akzelerationen.

Dieses Muster konnte dem Schlafzustand 2, dem REM-Schlaf, zugeordnet werden.

3) schnelles Aufeinanderfolgen von Akzelerationen oder eine fast geradlinige Tachykardie; ein basales Frequenzniveau läßt sich nicht erkennen.

Diese Muster gehörten zu den Wachzuständen der Neugeborenen, die PRECHTL in Zustand 3, 4 und 5 unterteilt hat. Da sich bei den Feten die Wachzustände verständlicherweise nicht voneinander abgrenzen lassen, wurde auch bei den Neugeborenen auf eine genaue Differenzierung und Auswertung verzichtet.

Auch bei den Feten ließen sich visuell 3 Herzfrequenzmuster, die mit den schon bei den Neugeborenen erkannten vergleichbar sind, unterscheiden.

Diese Muster zeigten sich im periodischen Wechsel, sowohl bei den Feten (Abb. 1 a-d), als auch bei den Neugeborenen (Abb. 2).

Die vom Computer errechneten Daten wurden nach Schlafzustand getrennt ausgewertet.

3.1. BASALE HERZFREQUENZ

Die basale Herzfrequenz als Resultierende aus sympathischen und parasympathischen Einflüssen ist nicht stabil.

Es wurden Basalfrequenzen beobachtet, die während eines ganzen Schlafzustands stabil blieben, aber auch solche, die stetig abfielen oder oszillierten.

Je länger das Zeitintervall ist, in dem man das basale Herzfrequenzniveau beschreiben will, desto schwieriger ist es, die basale HF statistisch zu erfassen.

Um interindividuelle Unterschiede auszuschalten, wird die relative Verteilung der Basalfrequenz dargestellt. Von jedem Neugeborenen und Feten werden 2 bzw. 3 Schlafzyklen nach einem Zufallsverfahren ausgewählt, und von jedem Minutenwert des Zyklus wird der Median des Zustands 1 abgezogen.

Die interindividuellen Unterschiede verdeutlicht die Statistik der Mediane im Zustand 1 (also die Beschreibung der Nullpunkte in den beiden Histogrammen):

N e u g e b o r e n e :
Median 136,0; Q_1 116,0; Q_3 141,0*)

F e t e n :
Median 131,8; Q_1 127,0; Q_3 141,0

---

*) Die basale Herzfrequenz hat die Einheit Spm (Schläge pro Minute)

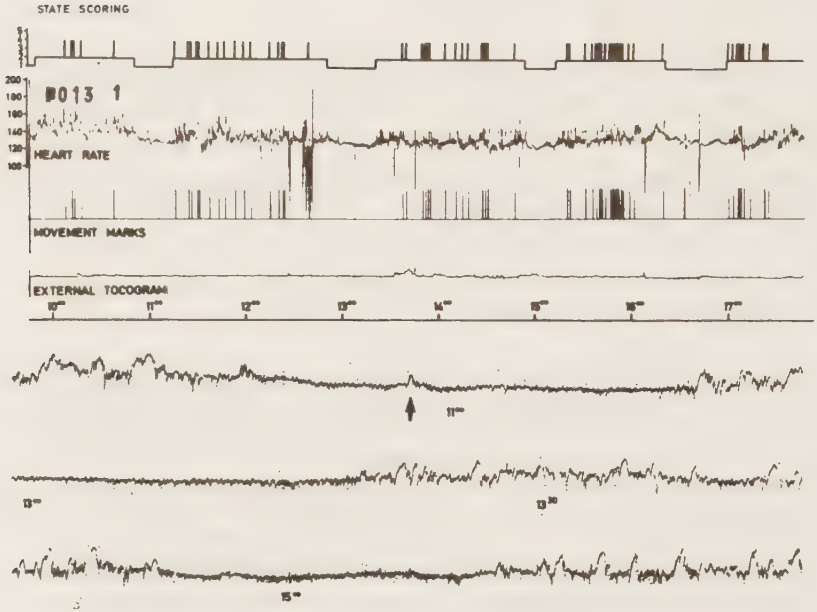

Abb. 1 a oben: zeitlich geraffte Darstellung einer 8-stündigen Herzfrequenzregistrierung bei einem Feten, gleichzeitig sind Schlafzustände und fetale Bewegungen markiert

unten: 3 Ausschnitte aus der Originalherzfrequenzkurve mit den 3 möglichen Frequenzmustern (jeweils 45 min; Papiergeschwindigkeit 1 cm/min). Die Pfeile markieren Akzelerationen durch Bewegungen im Zustand 1.

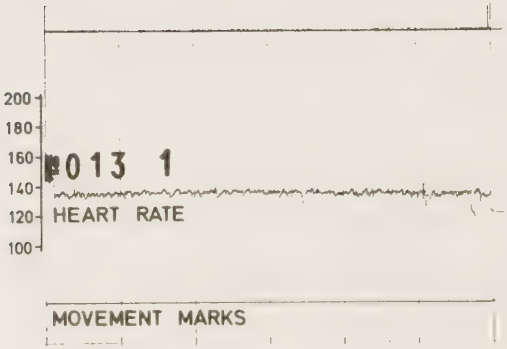

Abb. 1 b:

Beispiel für das Herzfrequenzmuster im Schlafzustand 1 (10 Min.-Ausschnitt aus Abb. 1 a)

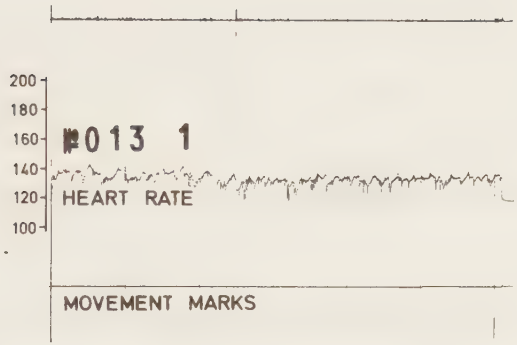

Abb. 1 c: Beispiel für das Herzfrequenzmuster im Schlafzustand 2 ohne fetale Bewegungen und Akzelerationen
(10 Minuten-Ausschnitt aus Abb. 1 a)

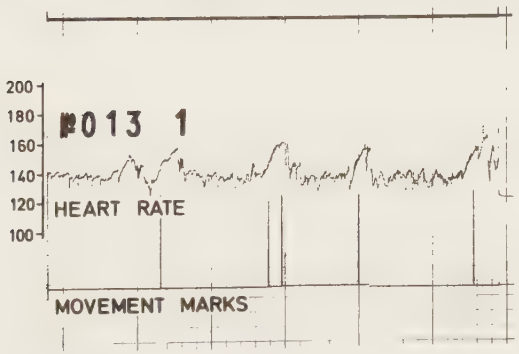

Abb. 1 d: Beispiel für das Herzfrequenzmuster im Schlafzustand 2 mit Akzelerationen reaktiv auf fetale Bewegungen
(10 Minuten-Ausschnitt aus Abb. 1 a)

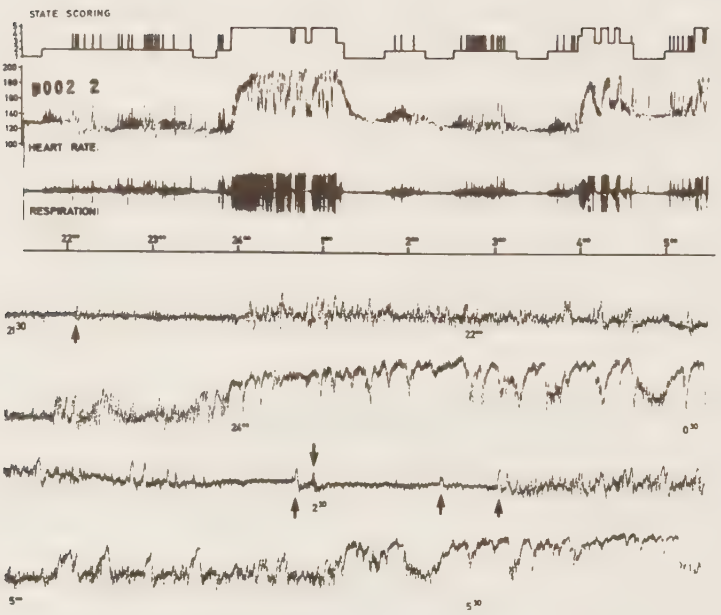

Abb. 2 oben: zeitlich geraffte Darstellung einer 8-stündigen Herzfrequenz- und Atmungsregistrierung bei einem Neugeborenen, gleichzeitig sind Verhaltenszustand und kindliche Bewegungen markiert

unten: 4 Ausschnitte aus der Originalherzfrequenzkurve (jeweils 45 Min., Papiergeschwindigkeit 1 cm/min) mit den charakteristischen Wechseln zwischen den Verhaltenszuständen. Die Pfeile markieren Akzelerationen durch "startles" im Zustand 1.

Abb. 3 und 4 zeigen die graphische Darstellung der relativen Verteilung.

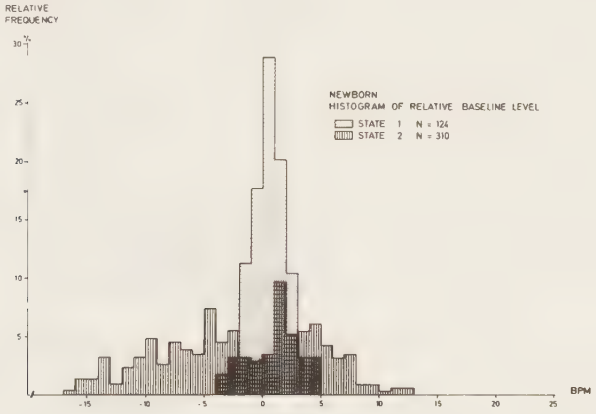

Abb. 3: N e u g e b o r e n e
Häufigkeitsverteilung des relativen basalen Herzfrequenzniveaus; pro Fall 2 bzw. 3 nach einem Zufallsverfahren ausgewählte Schlafzyklen

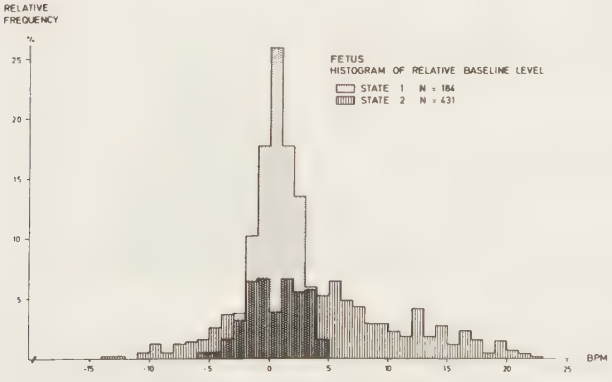

Abb. 4: F e t e n
Häufigkeitsverteilung des relativen basalen Herzfrequenzniveaus; pro Fall 2 bzw. 3 nach einem Zufallsverfahren ausgewählte Schlafzyklen

Die Werte im Zustand 1 verteilen sich dicht um den Nullpunkt, die interdezile Breite (90 % Perzentile D_9 - 10 % Perzentile D_1) ist bei Neugeborenen und Feten kleiner oder gleich 4,5.

Dagegen streuen 80 % der Werte des Zustand 2 bei den Neugeborenen von -10,5 (D_1) bis +6,1 (D_9) und bei den Feten von -3,8 bis +14,4 (Tab. 3).

Dies verdeutlicht, wie unterschiedlich sich die basale Herzfrequenz in den einzelnen Schlafzyklen verhält.

TABELLE 3 STATISTIK DER RELATIVEN VERTEILUNG DER BASALEN HERZFREQUENZ

	N	Min	Max	Variationsbreite	D_1	Q_1	Median	Q_3	D_9
NEUGEBORENE									
state 1	124	- 4	5	9	- 1.5	-0.4	0	1.6	2.7
state 2	310	-17	13	30	-10.5	-6.9	-1.5	3.2	6.1
FETEN									
state 1	184	- 6	5	11	- 1.7	-0.5	0	1.7	2.8
state 2	431	-14	23	37	- 3.8	-0.7	3.7	8.8	14.4

Tabelle 3

3.2. AMPLITUDE UND FREQUENZ DER MAKROFLUKTUATION

In den Histogrammen (Abb. 5 und 6) sind die Verteilungen der Daten der am häufigsten vorkommenden Herzfrequenzmuster der Neugeborenen dargestellt.

Damit die Anzahl der Daten nicht unübersichtlich groß wird, enthalten diese Darstellungen von jedem Fall nur

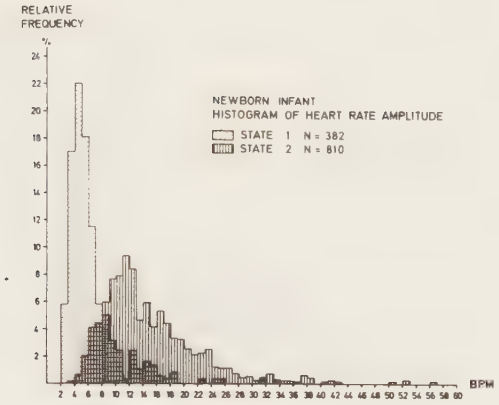

Abb. 5: N e u g e b o r e n e
Histogramm der Makrofluktuationsamplitude; pro Fall 2 bzw. 3 nach einem Zufallsverfahren ausgewählte Schlafzyklen

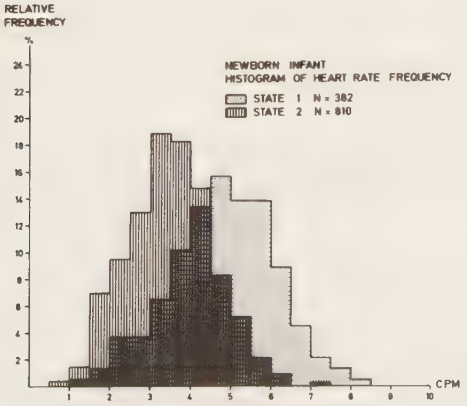

Abb. 6: N e u g e b o r e n e
Histogramm der Makrofluktuationsfrequenz; pro Fall 2 bzw. 3 nach einem Zufallsverfahren ausgewählte Schlafzyklen

2 bzw. 3 nach einem Zufallsverfahren ausgewählte Schlafzyklen.

Die Werte der Makrofluktuationsamplitude verteilen sich im Zustand 1 um den Wert 5,2 (Median), die Variationsbreite im Zustand 2 beträgt 54*), der Median liegt bei 12,9.

Umgekehrt verhält es sich bei der Makrofluktuationsfrequenz, die im Zustand 1 leicht erhöht ist gegenüber dem Zustand 2; das ist am Median und der interdezilen Breite besser zu erkennen als an der Variationsbreite (Tab. 4).

	N	Min.	Max.	Variationsbreite	D_1	Q_1	Median	Q_3	D_9
Amplitude Zustand 1	382	2	34	32	3,2	4,1	5,2	7,1	10,7
Amplitude Zustand 2	810	3	57	54	7,7	10,0	12,9	18,0	23,7
Frequenz Zustand 1	382	1	8,5	7,5	3,0	3,9	4,8	5,7	6,4
Frequenz Zustand 2	810	0,5	7,5	7	2,0	2,7	3,4	4,2	4,9

Tabelle 4: Statistik der Frequenz und Amplitude der Makrofluktuation - Neugeborene

Etwas deutlicher werden diese Unterschiede zwischen den Schlafzuständen, wenn die Minutenwerte, die Akzelerationen oder Teile von diesen enthalten, eliminiert werden. Definitionsgemäß werden bei der Beschreibung der basalen Herzfrequenz und ihrer Makrofluktuation die kurzzeitigen Herzfrequenzänderungen nicht berücksichtigt.

In Abb. 7 und 8 ist die Verteilung der nach Entfernen der Akzelerationen verbleibenden Minutenwerte aller Schlafzyklen derselben Neugeborenen dargestellt.

---

*) In den Ausführungen hat die Amplitude die Einheit Spm (Schläge pro Minute) und die Frequenz Cpm (min^{-1}).

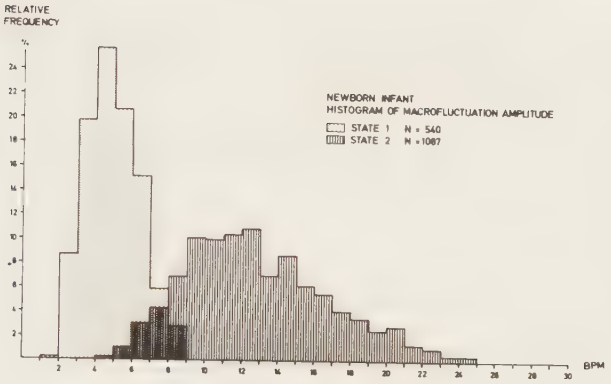

Abb. 7: N e u g e b o r e n e
Histogramm der Makrofluktuationsamplitude - alle Schlafzyklen, die Akzelerationen wurden eliminiert

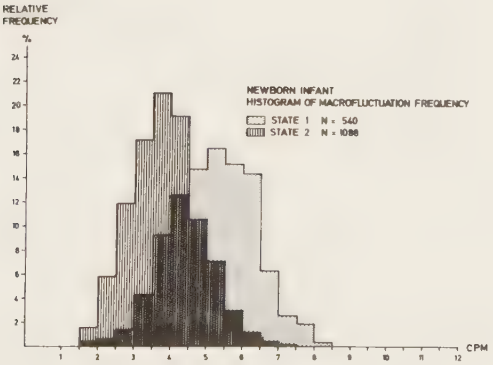

Abb. 8: N e u g e b o r e n e
Histogramm der Makrofluktuationsfrequenz - alle Schlafzyklen, die Akzelerationen wurden eliminiert

Die Werte der Makrofluktuationsamplitude streuen wiederum im Zustand 1 weniger weit - von 1 - 9 Spm - als im Zustand 2 (4 - 25 Spm) und sind deutlich niedriger.

Der Median der Makrofluktuationsfrequenz ist im Zustand 1 mit 5,2 min^{-1} höher als im Zustand 2 (3,8 min^{-1}), die Variationsbreiten dieser Verteilungen unterscheiden sich nicht deutlich (Tab. 5).

Zwischen Amplitude und Frequenz der Makrofluktuation besteht eine lockere negative Korrelation, die in Abb. 9 und 10 dargestellt ist, wiederum nach Entfernen der Akzelerationen (Abb. 10) deutlicher als in der Darstellung der nicht selektierten Werte (Abb. 9). Dies trifft allerdings nur für die Werte des Schlafzustand 2 zu, nicht für Schlafzustand 1.

TABELLE 5

STATISTIK VON AMPLITUDE UND FREQUENZ DER MAKROFLUKTUATION

	Amplitude der Makrofluktuation									Frequens der Makrofluktuation							
	N	Min.	Max.	Variationsbreite	D_1	Q_1	Median	Q_3	D_9	N	Min.	Max.	Variationsbreite	D_1	Q_1	Median	Q_3	D_9
NEUGEBORENE																		
state 1	540	1	9	8	2.0	3.8	4.8	5.9	6.9	540	1.5	8.5	7	3.7	4.3	5.2	6.0	6.5
state 2	1087	4	25	21	8.2	9.9	12.4	15.4	18.5	1088	1.5	7.5	6	2.6	3.0	3.8	4.4	5.1
PETEN																		
state 1	924	1	10	9	3.0	3.8	4.9	6.4	7.6	925	1.5	9.5	8	3.1	3.9	4.7	5.5	6.3
state 2	1559	2	25	23	6.5	8.7	11.8	17.2	21.8	1558	1	7.5	6.5	2.1	2.6	3.4	4.2	4.9
NEUGEBORENES 17																		
state 1 nicht periodische Atmung	55	3	9	6	4.0	4.4	5.1	5.8	7.3	55	3.5	7.0	3.5	4.2	4.7	5.2	5.6	6.1
state 1 periodische Atmung	56	8	22	14	9.9	12.0	14.0	16.5	18.9	56	3.1	5.0	2.0	3.4	3.6	3.8	4.2	4.5
PET 8																		
nicht (?) periodische Atmung state 1	8	3	8	5	-	-	-	-	-	8	3.5	7.0	3.5	-	-	-	-	-
periodische Atmung (?)	94	3	14	11	7.4	8.9	10.1	11.4	12.4	94	2.5	7.5	5	3.5	3.8	4.2	4.7	5.4
PET 9																		
state 1	88	1	9	8	2.5	2.4	3.0	4.0	5.7	88	1	9	8	3.2	4.0	4.8	5.9	6.4
state 2	133	2	22	20	4.6	5.8	9.4	12.6	15.8	133	1	7	6	1.8	2.4	3.3	4.2	4.9

Tabelle 5

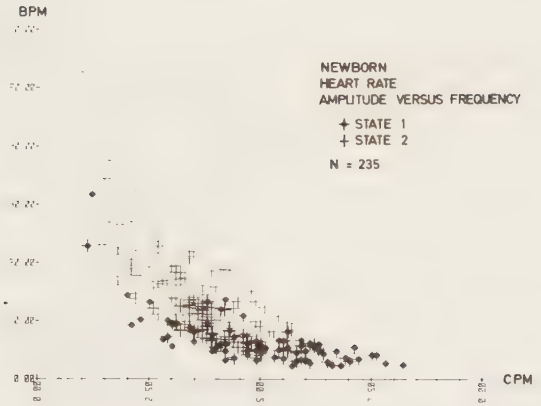

Abb. 9: N e u g e b o r e n e
Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation; Werte nach einem Zufallsverfahren ausgewählt aus der Grundmenge, die in Abb. 5 dargestellt ist

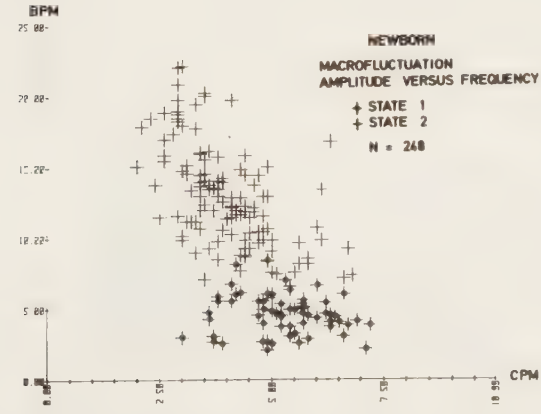

Abb. 10: N e u g e b o r e n e
Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation; Werte nach einem Zufallsverfahren ausgewählt aus der Grundmenge, die in Abb. 7 dargestellt ist

Die Werte der bei den Feten am häufigsten vorkommenden Muster wurden nach denselben Gesichtspunkten ausgewählt und die entsprechenden Häufigkeitsverteilungen gemacht.

Abb. 11 und 12 zeigen die Verteilung aller Werte aus nach einem Zufallsverfahren ausgewählten Schlafzyklen.

Im Zustand 2 ist die Variationsbreite der Makrofluktuationsamplitude größer, und die Amplitude ist höher als im Zustand 1.

Die Makrofluktuationsfrequenz liegt mit 80 %iger Wahrscheinlichkeit im Zustand 1 zwischen 2,2 (D_1) und 6,2 (D_9) und im Zustand 2 zwischen 1,7 und 4,8 (Tab. 6).

	N	Min.	Max.	Variationsbreite	D_1	Q_1	Median	Q_3	D_9
Amplitude Zustand 1	469	1	47	46	3,1	4,0	5,5	9,3	12,6
Amplitude Zustand 2	1325	2	56	54	7,1	9,5	13,5	19,9	30,4
Frequenz Zustand 1	469	0,5	9	8,5	2,2	3,3	4,3	5,3	6,2
Frequenz Zustand 2	1325	0,5	7,5	7	1,7	2,2	3,0	4,0	4,8

Tabelle 6: Statistik der Frequenz und Amplitude der Makrofluktuation - Feten

In Abb. 13 ist die Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation dargestellt.

Für Abb. 14 und 15 wurden die Akzelerationen eliminiert und die verbleibenden Werte aller Schlafzyklen ausgewertet.

Auch hier zeigt sich die große Ähnlichkeit der Makrofluktuationsmuster von Neugeborenen und Feten: Im Zustand 1

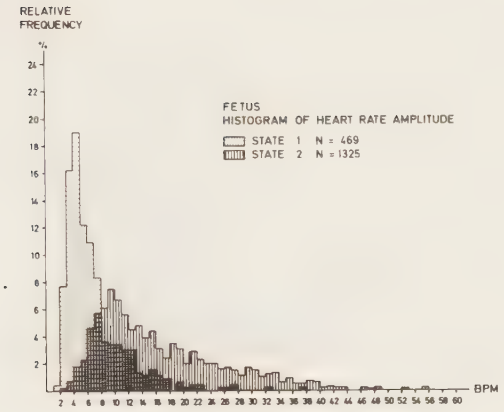

Abb. 11: F e t e n
Histogramm der Makrofluktuationsamplitude; pro Fall 2 bzw. 3 nach einem Zufallsverfahren ausgewählte Schlafzyklen

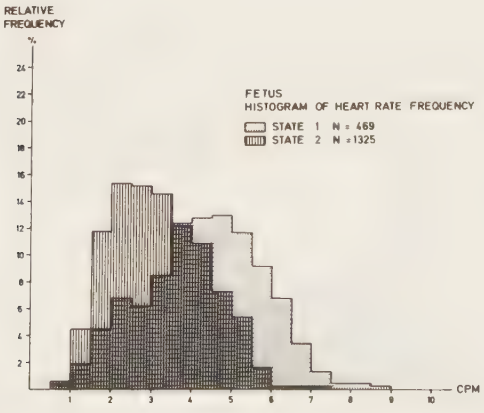

Abb. 12: F e t e n
Histogramm der Makrofluktuationsfrequenz; pro Fall 2 bzw. 3 nach einem Zufallsverfahren ausgewählte Schlafzyklen

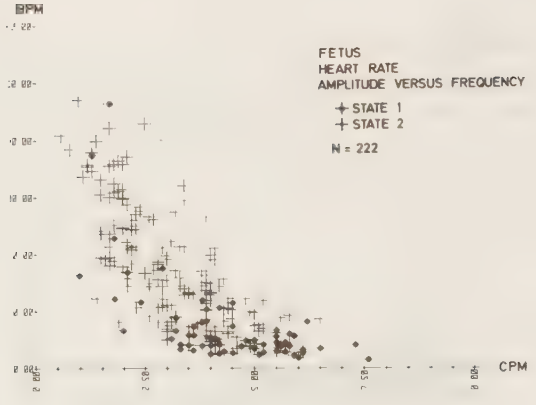

Abb. 13: F e t e n
Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation; Werte nach einem Zufallsverfahren ausgewählt aus der Grundmenge, die in Abb. 11 dargestellt ist

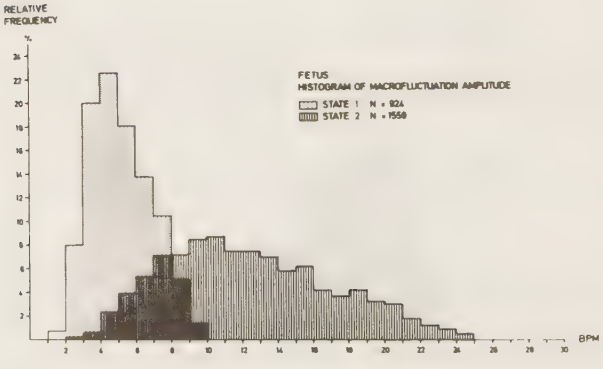

Abb. 14: F e t e n
Histogramm der Makrofluktuationsamplitude - alle Schlafzyklen, die Akzelerationen wurden eliminiert

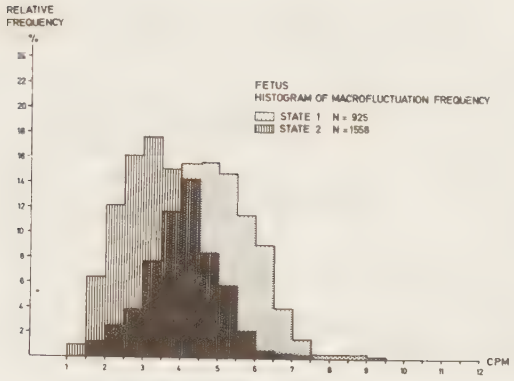

Abb. 15: F e t e n
Histogramm der Makrofluktuationsfrequenz; alle Schlafzyklen, die Akzelerationen wurden eliminiert

ist die Amplitude niedriger und weniger weit gestreut als im Zustand 2, die Makrofluktuationsfrequenz ist im Zustand 1 höher als im Zustand 2 (Tab. 5).

Abb. 16 zeigt die Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation.

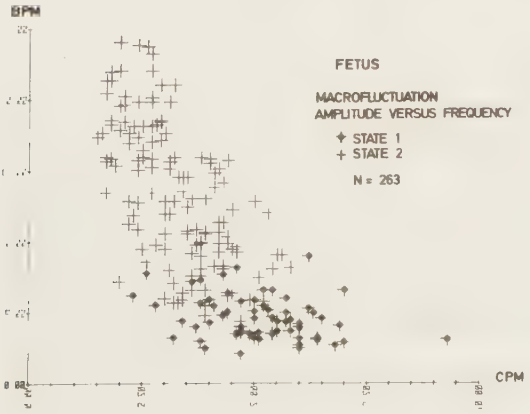

Abb. 16:
Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation; Werte nach einem Zufallsverfahren ausgewählt aus der Grundmenge, die in Abb. 14 dargestellt ist

Bei einigen Neugeborenen und Feten zeigten sich Abweichungen im Herzfrequenzmuster vom Üblichen.

Das Neugeborene 17 hatte als einziges bei der Geburt Unreifezeichen (Vernix caseosa). Während der Beobachtung entwickelte es über längere Zeit periodische Atmung. Abb. 17 a - b zeigen die respirationsabhängige Veränderung des Makrofluktuationsmusters im Zustand 1: Während periodischer Atmung ist das CTG-Muster sinusförmig.

In Abb. 18 und 19 sind in Histogrammen die Phasen periodischer Atmung im Zustand 1 denen nicht periodischer Atmung gegenübergestellt.

Die Verteilung bei nicht periodischer Atmung gleicht der des NREM-Schlafs im Histogramm Abb. 7 und 8 (Muster der reifen Neugeborenen). Die Makrofluktuationsamplitude streut mit einer Variationsbreite von 6 Spm um den Median 5,1; die Makrofluktuationsfrequenz weist eine Streuung von 3,5 min^{-1} und einen Median von 5,2 auf.

Bei periodischer Atmung verlagert sich die Häufigkeitsverteilung der Makrofluktuationsamplitude nach rechts und wird breiter, d.h. die Amplitude ist höher (Variationsbreite 14,0; Median 14,0), während die Makrofluktuationsfrequenz niedriger wird und weniger weit streut (Variationsbreite 2,0; Median 3,8) (Tab. 5).

Abb. 20 zeigt diese Veränderungen in der Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz.

Ein ähnliches Muster fiel bei Fet 8 auf (Abb. 21). Dieser Fet entwickelte während aller NREM-Schlafphasen (bis auf eine 8-minütige Periode) ein sinusförmiges Herzfrequenzmuster mit auffallend hoher und weit gestreuter Makrofluktuationsamplitude (Variationsbreite 11,0; Median 10,1) und gegenüber der normalen Verteilung leicht erniedrigter Makrofluktuationsfrequenz (Variationsbreite 5,0; Median 4,2) (Abb. 22 - 24; Tab. 5).

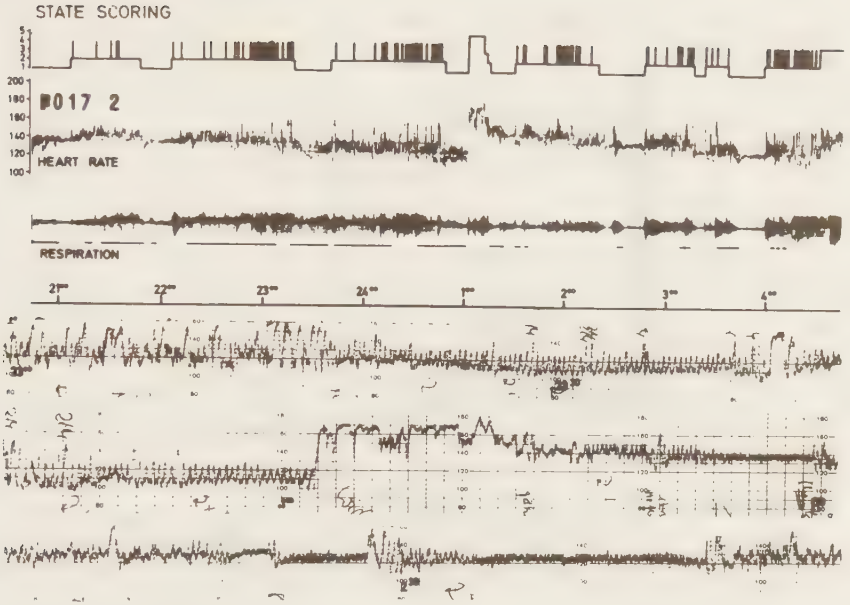

Abb. 17 a oben: zeitlich geraffte Darstellung der 8-stündigen Herzfrequenzregistrierung beim Neugeborenen 17; gleichzeitig wurden Atmung, Verhaltenszustand und kindliche Bewegungen aufgezeichnet.

unten: 3 Ausschnitte aus der Originalkurve der Herzfrequenzregistrierung (jeweils 45 Min., Papiergeschwindigkeit 1 cm/min)

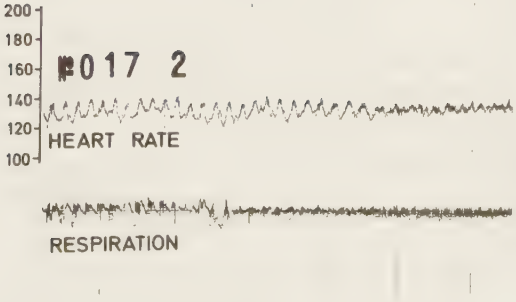

Abb. 17 b:

10 Minuten-Ausschnitt aus einem Schlafzustand 1. Die zuerst periodische Atmung wird regelmäßig, parallel dazu geht das vorher sinusoidale Makrofluktuationsmuster in das für diesen Schlafzustand typische Muster über.

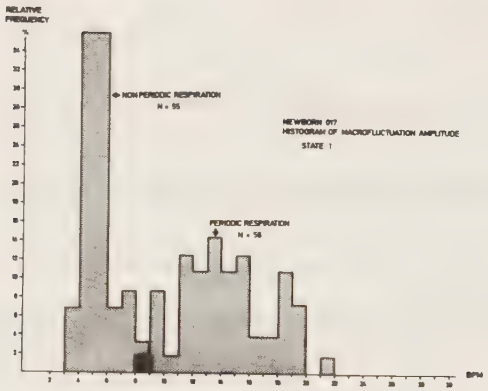

Abb. 18: Neugeborenes 17
Histogramm der Makrofluktuationsamplitude im Zustand 1 bei periodischer Atmung und bei nicht periodischer Atmung

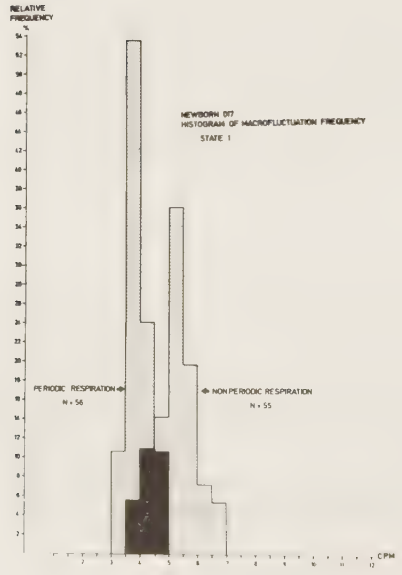

Abb. 19:

Neugeborenes 17
Histogramm der Makrofluktuationsfrequenz bei periodischer und bei nicht periodischer Atmung im Schlafzustand 1

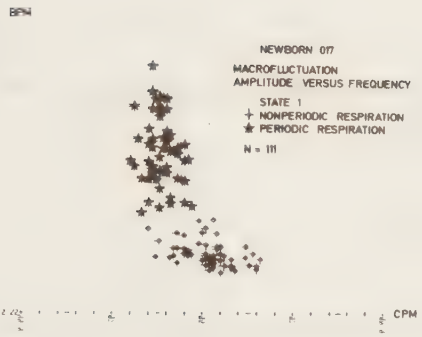

Abb. 20: Neugeborenes 17
Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation

Zur Verdeutlichung ist die Verteilung im Zustand 1 dieses Feten mit der normalen Verteilung im Zustand 1 unterlegt (Abb. 22,23,24).

Sowohl aus Abb. 23, als auch aus Abb. 24 geht hervor, daß die Werte der Frequenz der Makrofluktuation beim Fet 8 weniger weit streuen.

Eine mögliche Interpretation dieses Phänomens ist eine periodische Atmung dieses Feten im Zustand 1.

Abb. 25 a - c zeigt an einem Beispiel das Herzfrequenzmuster der Neugeborenen 4, 7 und 9. Bei hoher Papiergeschwindigkeit erkennt man, daß es sich um eine respiratorische Sinusarrhythmie handelt. Die Oszillationsfrequenz entspricht also der Atemfrequenz von etwa 40 min.

Bei Fet 9 kann man aufgrund der Klinik annehmen, daß er sich zum Zeitpunkt der Registrierung in einer Streßsituation befand. Er wurde 2 Tage nach der Untersuchung wegen kindlicher Indikation durch Sectio caesarea entbunden.

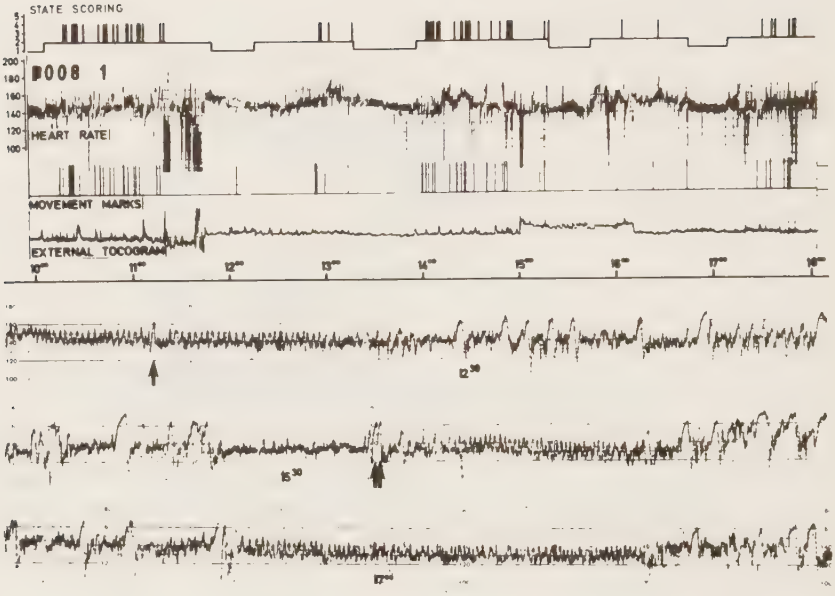

Abb. 21 a <u>oben:</u> zeitlich geraffte Darstellung der 8-stündigen Herzfrequenzregistrierung des Fet 8; gleichzeitig wurden die fetalen Bewegungen und die Schlafzustände markiert

<u>unten:</u> 3 Ausschnitte aus der Originalherzfrequenzkurve dieses Feten (jeweils 45 min; Papiergeschwindigkeit 1 cm/min)

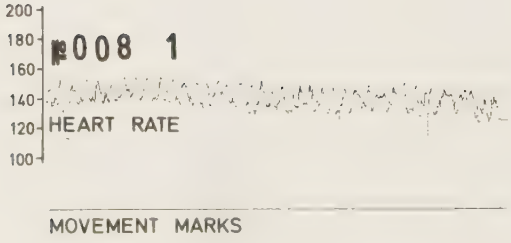

Abb. 21 b:

10 Minuten-Ausschnitt aus einem Schlafzustand 1 dieses Feten
Die Herzfrequenzkurve zeigt das sinusoidale Makrofluktuationsmuster.

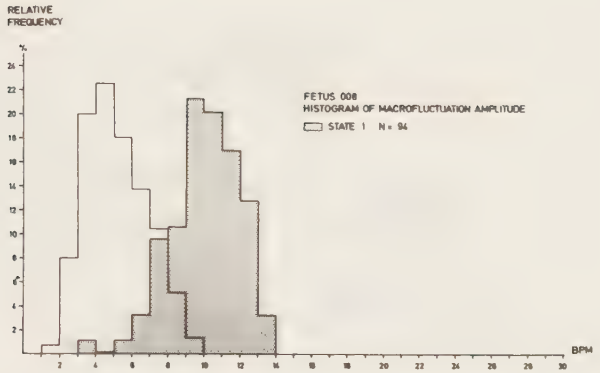

Abb. 22: Fet 8
Histogramm der Makrofluktuationsamplitude bei periodischer Atmung im Zustand 1 und (nicht schraffiert) normale Verteilung der Amplitude im Zustand 1

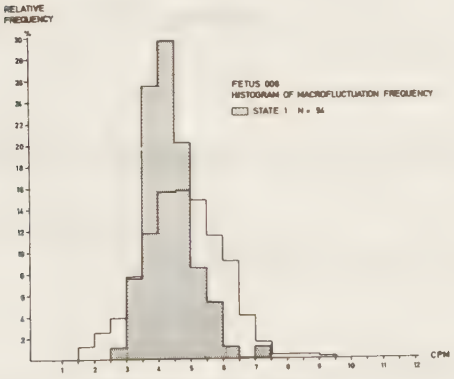

Abb. 23: Fet 8
Histogramm der Makrofluktuationsfrequenz bei periodischer Atmung im Zustand 1 und normale Verteilung der Frequenz im Zustand 1 (nicht schraffiert)

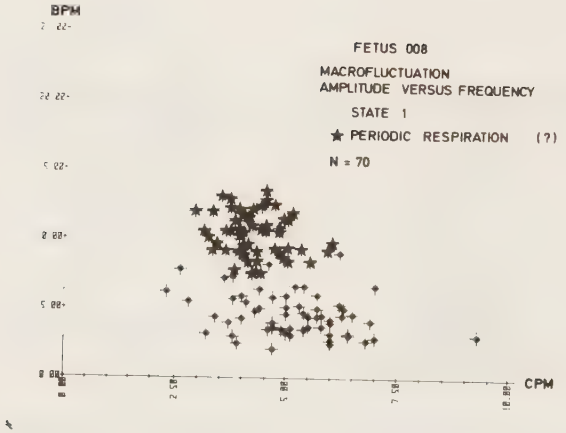

Abb. 24:

Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz der Makrofluktuation bei periodischer Atmung im Zustand 1

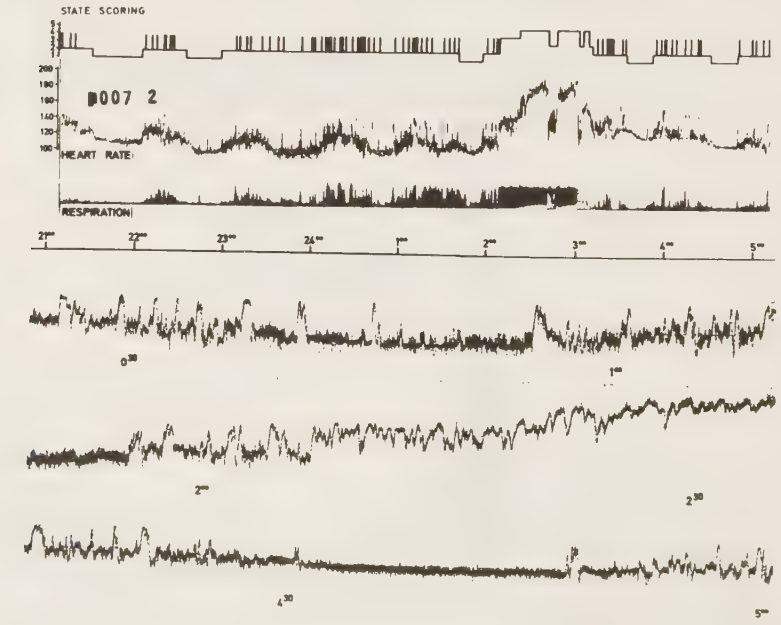

Abb. 25 a <u>oben:</u> zeitlich geraffte Darstellung der 8-stündigen Herzfrequenz- und Atemregistrierung beim Neugeborenen 7; gleichzeitig wurden die Verhaltenszustände und kindlichen Bewegungen registriert.

<u>unten:</u> 3 Ausschnitte aus der Originalherzfrequenzkurve desselben Neugeborenen (jeweils 45 min; Papiergeschwindigkeit 1 cm/min)

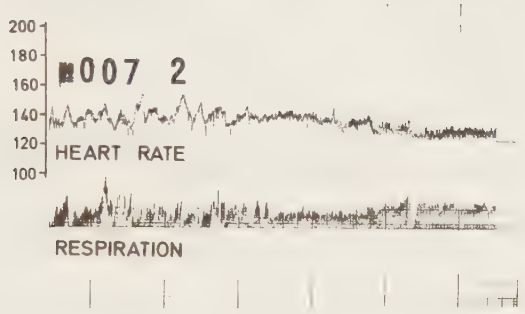

Abb. 25 b: 10 Minuten-Ausschnitt
Übergang von Schlafzustand 2 in Zustand 1

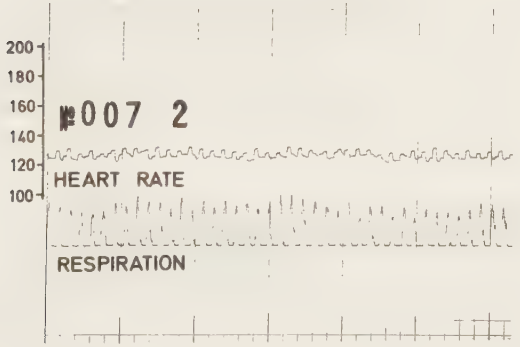

Abb. 25 c: 60 sec - Ausschnitt aus dem Schlafzustand 1 dieses Neugeborenen; respiratorische Arrhythmie

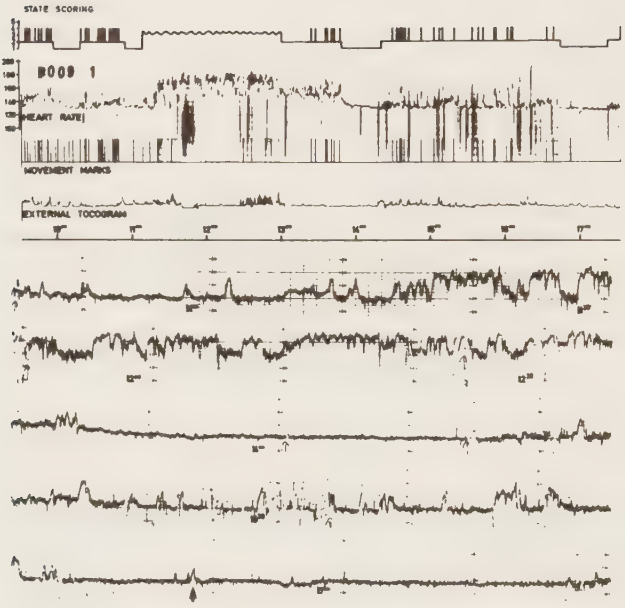

Abb. 26 a <u>oben:</u> zeitlich geraffte Darstellung der 8-stündigen Herzfrequenzregistrierung des Fet 9; gleichzeitig wurden Schlafzustand und Bewegungen registriert

<u>unten:</u> 5 Ausschnitte aus der Originalherzfrequenzkurve (jeweils 45 min; Papiergeschwindigkeit 1 cm/min)

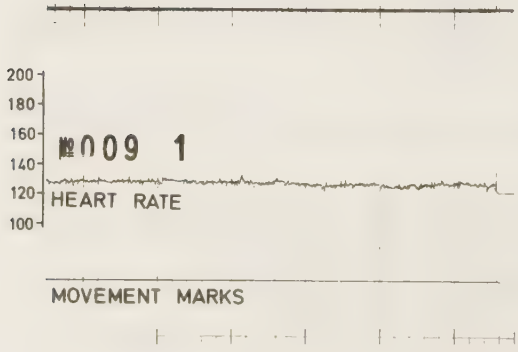

Abb. 26 b:

10 Minuten-Ausschnitt aus dem Schlafzustand 1 dieses Feten

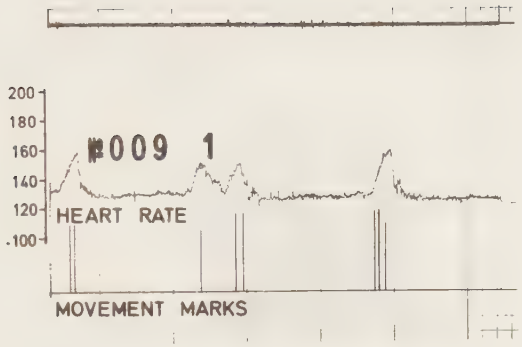

Abb. 26 c: 10 Minuten-Ausschnitt aus einem atypischen Zustand 2 dieses Feten

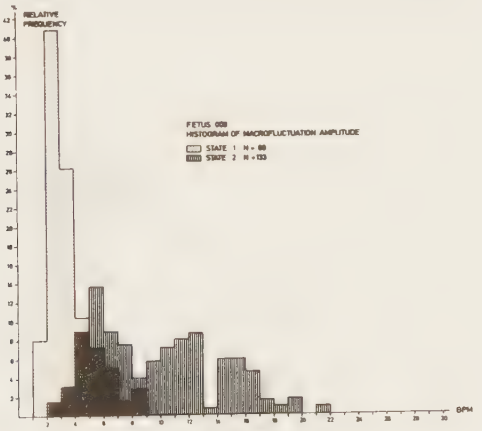

Abb. 27: F e t 9
Histogramm der Makrofluktuationsamplitude; alle Schlafzyklen, die Akzelerationen wurden eliminiert.

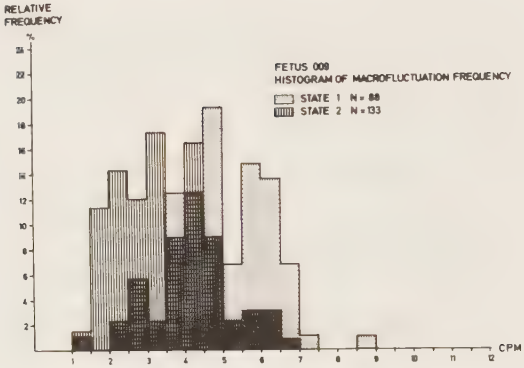

Abb. 28: Fet 9
Histogramm der Makrofluktuationsfrequenz; alle Schlafzyklen, die Akzelerationen wurden eliminiert

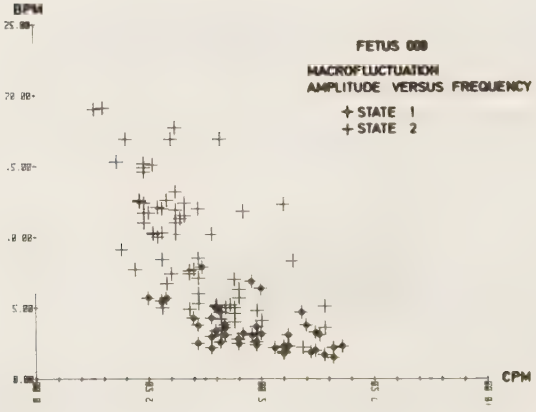

Abb. 29: Fet 9
Darstellung der Amplitude in Abhängigkeit der Frequenz der Makrofluktuation; alle Werte der Grundmenge in Abb. 27

Tatsächlich ist auch die Dauerregistrierung auffällig: Während der ganzen Registrierung ist die Makrofluktuationsamplitude im Zustand 1 mit einem Median von 3,0 und einer Verteilung von 80 % der Werte zwischen 2,5 und 5,7 sehr niedrig. Nach einem 103-minütigen Zustand 3 - 5 (die einzelnen Wachzustände wurden nicht genauer unterschieden), bei dem der Fet motorisch sehr aktiv ist, entwickelt sich ein atypischer Zustand 2 (Abb. 26 a - c) mit einer niedrigen Makrofluktuationsamplitude und als steil und hoch imponierenden Akzelerationen, reaktiv auf Bewegungen. Auch die Amplitude aller NREM-Schlafphasen dieses Feten ist gegenüber dem Normalkollektiv erniedrigt. Die Makrofluktuationsfrequenz ist in beiden Schlafzuständen leicht erniedrigt (Abb. 27 - 29; Tab. 5).

4. DISKUSSION

Zyklisches Schlafverhalten ist eine zentralnervöse Leistung, der aktive oder REM-Schlaf wird von untergeordneten Zentren in Pons und Medulla oblongata gesteuert, der ruhige oder NREM-Schlaf ist eine differenzierte corticale Leistung und kann als ein Maß für die Hirnentwicklung genommen werden (30).

Bei Neu- und Frühgeborenen (22,24,26,27) und Schaffeten (18) wurden zentralnervöse zyklisch wechselnde Verhaltenszustände beobachtet; in polygraphischen Studien wurde die zentralnervöse Koordination von EEG, EOG, EMG, Atmung und Herzfrequenz nachgewiesen.

In vorliegender Arbeit wurde untersucht, welchen Einfluß die zentralnervöse Koordination bei menschlichen Feten auf das antepartale Kardiotachogramm hat. Diese Frage ist für die Beurteilung von Kardiotokogrammen von Bedeutung. Um pathologische Herzfrequenzmuster zu erkennen, muß man eine durch einen physiologischen Aktivitätswechsel bedingte Änderung im Herzfrequenzmuster abgrenzen können. Der Einfluß fetaler Ruheperioden wurde schon mehrfach postuliert (8,9,35), aber noch nicht genauer untersucht.

In vorliegender Studie wurde das zentralnervöse Verhalten gesunder menschlicher Feten über die Methode der Herzfrequenzregistrierung untersucht. Die fetale HF ist zwar nur ein mittelbarer Indikator, aber das einzige Signal, das man kontinuierlich beim Feten ante partum registrieren kann.

In der Literatur ist der Zusammenhang zwischen dem Wechsel der Herzfrequenz und zyklischem zentralnervösen Verhalten mehrfach beschrieben (1,5,11,27,34).

Grundlage für die Zuordnung vom Herzfrequenzmuster zum vermuteten Verhaltenszustand der Feten waren die bei Neu-

geborenen polygraphisch registrierten Herzfrequenzkurven. Darin wurden die Verhaltenszustände der Neugeborenen nach PRECHTL - der 2 Schlaf- und 3 Wachzustände mit ihren physiologischen Veränderungen beschrieben hat - bestimmt.

Diese Terminologie hat für die Auswertung fetaler Kurven nur einen begrenzten Wert, da die Schlafzustände nach Parametern definiert sind (Augenbewegungen, Atmung, Beobachtungsprotokoll), die sich beim Feten nicht beobachten lassen.

Eine genauere Analyse der 3 Wachzustände ist in dieser Untersuchung nicht zweckmäßig, da diese für Feten uncharakteristisch sind, und das Herzfrequenzmuster sich definitionsgemäß nicht mit den Parametern Basalfrequenz und Makrofluktuation beschreiben läßt.

Die Herzfrequenz unterliegt nicht nur der Steuerung des ZNS, sondern wird auch durch Atmung, Motorik und vegetative Reflexe beeinflußt. Diese Einflüsse konnten wir beim Feten nicht genau kontrollieren. Der Registrierung der Motorik lagen nur die subjektiven Angaben der Patientin zugrunde. Dabei ist mit einer Genauigkeit von 87 % im Vergleich zu elektromagnetisch erfaßten Kindsbewegungen zu rechnen (29).

Einflüsse durch die Atmung deuteten sich bei einem Feten (s. Abb. 21 - 24) durch den bloßen Vergleich mit der HF - Kurve eines Neugeborenen an, durch spezielle Untersuchungen könnte man solche Einflüsse mit Sicherheit verifizieren.

In der Geburtshilfe wird die fetale HF mittels instantaner HF - Registrierung kontrolliert. Bei dieser Methode erhält man die graphische Darstellung jedes Schlag-zu-Schlag - Abstands, hochgerechnet als "Schläge pro Minute". Mit diesem Prinzip registrierte Kurven lassen sich nicht direkt mit den in der Physiologie und auch in der Neuropädiatrie durch graphische Darstellung des Schlag-zu-Schlag -

Abstands erhaltenen Kurven vergleichen. Auch die Beurteilungskriterien solcher Kurven sind andere als in der Geburtshilfe (3,26).

Bei der quantitativen Auswertung instantaner Herzfrequenzregistrierungen gibt es viele Möglichkeiten.

In der Literatur wird oft der Begriff der Herzfrequenzvariabilität verwandt und dann vom Verfasser jeweils neu definiert. Computerauswertungen dieser HF - Variabilitäten sind dann nicht untereinander vergleichbar (15,20,21).

Das von uns verwandte Programm (14) errechnete die aus der visuellen CTG-Beurteilung in der klinischen Routine bekannten Parameter basale Herzfrequenz, Amplitude und Frequenz der Makrofluktuation für einen vorgegebenen Zeitraum.

Die Basalfrequenz ist der Mittelwert der Herzfrequenz, wenn keine Akzelerationen oder Dezelerationen vorliegen. Da das Programm diese nicht erkennen konnte, mußte hier manuell eliminiert werden. Amplitude und Frequenz der Makrofluktuation beschreiben die Schwingung der Herzfrequenz um die Basislinie. Sie werden von deren absoluter Höhe nicht beeinflußt. Die Amplitude beschreibt die Höhe der Schwingung, die Frequenz die Anzahl.

Die basale Herzfrequenz erfaßt per definitionem die Akzelerationen und Dezelerationen nicht. Manche Autoren verwenden allerdings die "mittlere Herzfrequenz", in die diese Deviationen mit eingehen können.

In unserer Untersuchung unterscheiden sich die Lageparameter der relativen Häufigkeitsverteilung der basalen Herzfrequenz von Zustand 1 und 2 weder bei den Neugeborenen noch bei den Feten, die Streuungsparameter sind deutlich unterschiedlich. Diese Ergebnisse stimmen mit PRECHTL überein (27). Zur Herzfrequenzanalyse hat er die R-R Abstände von jeweils 3 Minuten verwandt. Die Mittel-

werte der Mediane dieser 3 Minuten zeigen keinen Unterschied zwischen Zustand 1 und Zustand 2. Die Interquartildifferenzen sind im Zustand 2 doppelt so hoch wie im Zustand 1.

DeHAAN beschreibt bei Neugeborenen im REM-Schlaf eine höhere mittlere Frequenz als im NREM-Schlaf. Bei Schafeten beobachtete JOST einen signifikanten Abfall, MANN einen signifikanten Anstieg der Herzfrequenz im NREM-Schlaf, während RUCKEBUSCH keine Veränderung registrierte.

Die Gegensätze in den Aussagen beruhen wahrscheinlich auf den unterschiedlichen Voraussetzungen wie z.B. das Mitrechnen und Weglassen von Akzelerationen.

Frequenz und Amplitude der Makrofluktuation zeigen bei Neugeborenen und Feten die gleiche Abhängigkeit vom Schlafzustand: Im Zustand 1 ist die Frequenz höher und die Amplitude niedriger als im Zustand 2.

Mit diesem Programm kann jedes CTG analysiert werden, wenn die Daten gleichzeitig auf Analogband gespeichert werden. Es wäre denkbar, daß bei einer Erweiterung der Methode CTGs computermäßig auf die Verhaltenszustände der Feten untersucht werden, und Abweichungen von der Norm erkannt werden können.

Der Einfluß fetaler Atembewegungen auf das Herzfrequenzmuster ist mehrfach beschrieben worden (4,32).

WHEELER (36) hat hochfrequente Oszillationen (30 - 50/min) in einem CTG beobachtet, die er für eine respiratorische Sinusarrhythmie hält. Ein vergleichbares Muster haben wir bei 3 Neugeborenen im Schlafzustand 1 gesehen.

Periodische Atmung ist ein bei unreifen Neugeborenen oft beobachtetes Phänomen (23). Eine mögliche Interpretation für das von uns im Zustand 1 beim Feten 8 beobachtete hoch-

amplitudige Makrofluktuationsmuster ist eine periodische Atmung.

Respiratorische Phänomene gehören sicher neben motorischer Aktivität und Uterusmotilität zu den wesentlichen physiologischen Ursachen für fetale Herzfrequenzalterationen wie Akzelerationen.

Die Qualität und Quantität dieser Reize und ihrer Auswirkungen wird aber vom zentralnervösen Verhaltenszustand bestimmt. Wenn man berücksichtigt, in welchem Schlafzustand sich ein Fet befindet, kann man ein CTG-Muster besser beurteilen und einen physiologischen Ruhezustand von einer durch Hypoxie bedingten silenten Kurve unterscheiden.

In der CTG-Diagnostik geht man davon aus, daß sich ein Fet mit "reaktivem Muster" in gutem Zustand befindet, bei "nicht-reaktivem" Muster ist mit einer Gefährdung des Feten zu rechnen. Ein nicht-reaktives Muster zeichnet sich durch eine erniedrigte Makrofluktuationsamplitude, Fehlen von Akzelerationen und Motorik aus (silentes Muster).

Wir konnten feststellen, daß der gesunde Fet in periodischen Abständen spontan ein Herzfrequenzmuster entwickelt, das dem nicht-reaktiven gleicht.

Bei der diskontinuierlichen Herzfrequenzregistrierung, wie sie in der klinischen Routine üblich ist, kann es schwierig sein, ein pathologisch verändertes von einem physiologischen Herzfrequenzmuster während fetaler Ruheperioden abzugrenzen. Es ist möglich, durch die Fehlinterpretation eines fetalen Ruhezustands als Hypoxie den Verdacht auf eine Plazentainsuffizienz zu diagnostizieren.

In der klinischen Routine ist es unserer Meinung nach sinnvoller, anstelle von 30-minütigen CTG-Registrierungen eine 1-stündige kardiotokographische Überwachung der fetalen Herzfrequenz vorzunehmen. Dabei kann man mit großer Wahrscheinlichkeit einen ganzen Schlafzyklus erfassen und dadurch das durch einen NREM-Schlafzustand bedingte physiologische Muster von einem hypoxisch bedingten abgrenzen.

5. ZUSAMMENFASSUNG

In einer vergleichenden Studie wurden die spontanen Herzfrequenzänderungen von Neugeborenen und Feten über einen Beobachtungszeitraum von 8 Stunden untersucht.

In Anlehnung an PRECHTLs polygraphische Studien an Neugeborenen wurden die Herzfrequenzmuster aus den Kurven der Kinder ihren Schlafzuständen, REM- und NREM-Schlaf, zugeordnet und - nach den vergleichbaren Mustern der fetalen Kurven - zentralnervöse Zustände der Feten bestimmt.

Die Herzfrequenzkurven wurden von einem Computer analysiert, der für den Zeitraum von jeweils einer Minute die Parameter basale Herzfrequenz, Amplitude und Frequenz der Makrofluktuation errechnete.

Diese Parameter wurden nach Schlafzustand getrennt ausgewertet.

Bei gesunden Feten und Neugeborenen ist im REM-Schlaf die Makrofluktuationsamplitude höher und die Makrofluktuationsfrequenz niedriger als im NREM-Schlaf. Die relative Häufigkeitsverteilung der basalen Herzfrequenz im REM- und NREM-Schlafzustand zeigt keinen Unterschied der Lageparameter, aber eine größere Streuung im REM-Schlafzustand.

Ein hypoxischer Fet zeigte Veränderungen im Makrofluktuationsmuster.

Herrn Professor Dr.med. K.-H. Wulf danke ich für die Arbeitsmöglichkeit in seiner Klinik sowie die Übernahme des Korreferates ganz herzlich.

Bei Herrn Professor Dr.med. H.D. Junge möchte ich mich ebenso herzlich für die Überlassung des Dissertationsthemas sowie für die freundliche Unterstützung bei der Fertigstellung dieser Arbeit bedanken.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. ALDREDGE, J.L., A.J. WELCH:
Variations of Heart Rate During Sleep as a Function of the Sleep Cycle.
Electroenc. Clin. Neurophys. 35 - 1972, 193

2. BERNUTH von H., G. JANSSEN:
Behavioural Changes In Fototherapy.
Neuropädiatrie 5 - 1974, 369

3. DALTON, K.J., G.S. DAWES, J.E. PATRICK:
Diurnal, respiratory and other rhythms of fetal heart rate in lambs.
Am. J. Obst. Gynec. 127 - 1977, 414

4. DAWES, G.S., H.E. FOX, B.M. LEDUC, G.C. LIGGINS, R.T. RICHARD:
Respiratory movements and rapid eye movement sleep in the foetal lambs.
J. Physiol. 220 - 1972, 119

5. DeHAAN, R., J. PATRICK, G.F. CHESS, N.T. JACO:
Definition of Sleep State in the Newborn Infant by Heartrate Analysis.
Am. J. Obst. Gynec. 127 - 1977, 753

6. FISCHER, W.M., E. HALBERSTADT, H. RÜTTGERS, D. BERG:
Lehrbuch und Atlas der Kardiotokographie.
Thieme Verlag Stuttgart 1973, S. 111

7. GOLDIE, L., U. SVEDSEN-RHODES, J. EASTON, N.R.C. ROBERTON:
The Development of Innate Sleep Rhythms in Short Gestation Infants.
Develop. Med. Child. Neurol. 13 - 1971, 40

8. GOODLIN, R.C., W. SCHMIDT:
Human Fetal Arousal Levels as Indicated by Heart Rate Recordings.
Am. J. Obst. Gynecol. 114 - 1972, 613

9. HAMMACHER, K.:
The clinical significance of cardiotokography.
In: HUNTINGFORD, P.J., HÜTER, K.S., SALING, E. (Ed.)
Perinaral Medicine, Thieme Stuttgart 1969, p. 80

10. HEINZ, F.R., H.F.R. PRECHTL, Y. AKIYAMA, P. ZINKIN:
Polygraphic Studies of the Full-Term Newborn
1. Technical Aspects and Qualitative Analysis
2. Computer Analysis of the Recorded Data.
In: BAX, M., MAC KEITH, R.C. (Ed.)
Studies in Infancy, Clinic in Developmental Medicine, Heinemann London 1968, p. 1 bzw. p. 22

11. HÜTT, S.J., H.G. LENARD, H.F. PRECHTL:
Psychophysiological Studies in Newborn Infants.
Advances in Child Development and Behavior
Vol. 4, p. 128, Academic Press N.Y. 1969

12. IBARRA-POLO, A., E. GUILOFT, C. GOMEZ-ROGERS:
Fetal heart rate throughout pregnancy.
Am. J. Obst. Gynec. 113 - 1972, 814

13. JOST, R.G., E.J. QUILLAN, S. YEH, G.G. ANDERSON:
Intrauterine Electroencephalogram of the Sheep Fetus.
Am. J. Obst. Gynec. 114 - 1972, 535

14. JUNGE, H.D.:
Behavioural States and State Related Heart Rate and Motor Activity Patterns in the Newborn Infant and the Fetus Ante Partum. A comparative study.
I. Technique, illustration of recordings and general results
II. Computer analysis of state related base-line and macrofluctuation patterns
Journal of Perinatal Medicine, im Druck

15. KARINIEMI, V., K. HUKKINEN:
Quantification of fetal heart rate variability by magnetocardiography and direct electrocardiography.
Am. J. Obst. Gynec. 128 - 1972, 526

16. KLEITMAN, N.:
Studies on the physiology of sleep.
Am. J. Physiol. 66, 67 - 1923

17. LEE, C.Y., DI LORETO, P.C., LOGRAND, B.:
Fetal Activity Acceleration Determination for the Evaluation of Fetal Reserve.
Obst. Gynecol. 48 - 1976, 19

18. MANN, L.I., S. DUCHIN, R.R. WEISS:
Fetal EEG Sleep Stages and Physiologi Variability.
Am. J. Obst. Gynec. 119 - 1974, 533

19. MARTIUS, G., H. EWERBECK, R. KAISER, W. KUHN, K.-H. WULF:
Lehrbuch der Geburtshilfe.
Thieme Verlag Stuttgart 1977

20. MODANLOU, H.M., R.K. FREEMAN, P. BRALY:
A simple method of fetal and neonatal heart rate beat-to-beat variability quantitation: Preliminary report.
Am. J. Obst. Gynecol. 127 - 1977, 861

21. ORGAN, L.W., P.A. HAWRYLYSHYN, J.W. GOODWIN, J.E. MILLIGAN:
Quantitative indices of short- and longterm herart rate variability.
Am. J. Obst. Gynecol. 130 - 1978, 20

22. PARMELEE, A.H.:
Sleep states in the premature infant.
Develop. med. Child. Neurol. 9 - 1967, 70

23. PARMELEE, A.H., E. STERN, M.A. HARRIS:
Maturation of Respiration in Premature and Young Infants.
Neuropäd. 3 - 1972, 294

24. PARMELEE, A.H., F.J. SCHULTE, Y. AKIYAMA, W.H. WENNER:
Maturation of EEG Activity During Sleep in Premature Infants.
Electroenc. clin. Neurophys. 24 - 1968, 319

25. PEARSON, J.F., J.B. WEAVER:
A Six-Point Scoring System For Antenatal Cardiotokographs.
Brit. J. Obst. Gynecol. 85 - 1978, 321

26. PRECHTL, H.F.R.:
Polygraphic Studies of the Full-Term Newborn. 2. Computer Analysis of Recorded Data
In: BAX, M., MAC KEITH, R.C. (Ed.)
Studies in Infancy, Clinic in Developmental Med., Heinemann London 1968, p. 22

27. PRECHTL, H.F., H. WEINMANN, Y. AKIYAMA:
Organization of Physiological Parameters in Normal and Neurological Abnormal Infants.
Neuropädiatrie 1 - 1969, 101

28. RUCKEBUSCH, Y.:
Development of Sleep and Wakefulness in the Foetal Lamb.
Electroenc. clin. Neurophysiol. 32 - 1972, 119

29. SADOVSKY, E., Y. MAHLER, W.Z. POLISHUK, A. MAHLER:
Correlation between Electromagnetic Recording and Maternal Assessment of Fetal Movement.
Lancet 1 - 1973, 1141

30. STERN, E., A.H. PARMELEE, Y. AKIYAMA, M.A. SCHULZ, W.H. WENNER:
Sleep Cycle Characteristics in Infants.
Pediatrics 43 - 1969

31. THEORELL, K.:
Clinical Value of Prolonged Polygraphic Recordings in High-Risk Newborn Infants.
Neuropäd. 5 - 1974, 383

32. TIMOR-TRITSCH, I., I. ZADOR, R.H. HERTZ, M.G. ROSEN:
Human Fetal Respiratory Arrhythmia.
Am. J. Obstet. Gynecol. 127 - 1977, 662

33. TRIERWEILER, M.W., R.K. FREEMAN, J. JAMES:
Baseline Fetal Heart Rate Characteristics as an Indicator of Fetal Status During Antepartum Period.
Am. J. Obst. Gynecol. 125 - 1976, 618

34. WATANABE, K., K. IWASE, K. HARA:
Heart Rate Variability During Sleep and Wakefulness in Low-Birthweight Infants.
Biol. Neonate 22 - 1973, 87

35. WHEELER, T., P. GUERARD:
Fetal Heart Rate During Late Pregnancy.
J. Obstet. Gynec. Brit. Cwlth. 84 - 1974, 348

36. WHEELER, T., A. MURRILS:
Patterns of fetal heart rate during normal pregnancy.
Brit. J. Obst. & Gynaec. 85 - 1978, 18

L e b e n s l a u f

Am 7.4.1955 wurde ich in Jülich/Krs. Düren als 2. Kind meiner Eltern Günter Sonnabend - Bauingenieur - und Christel geb. Schneider - Grundschullehrerin - geboren.

Von 1961 - 1965 besuchte ich eine Grundschule, anschließend ein neusprachliches Gymnasium in Aachen, wo ich im Mai 1973 das Abitur machte.

Vom WS 1973/74 bis WS 1975/76 war ich im Fach Humanmedizin an der RWTH Aachen immatrikuliert. Nach dem Physikum im März 1976 wechselte ich zur Julius-Maximilians-Universität Würzburg, wo ich im März 1977 die 1. ärztliche Prüfung, im März 1979 die 2. ärztliche Prüfung, am 10. April 1980 den schriftlichen und am 29. April 1980 den mündlichen Teil der 3. ärztlichen Prüfung ablegte.

Würzburg, den 12. Mai 1980

Sabine Sonnabend